

การประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวของการถ่ายภาพเอกซเรย์ระบบดิจิทัล โดยใช้ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผล

Estimating Entrance Skin Dose of Digital Radiography Examination Using Displayed Dose Area Product

วิวัฒน์ โอวศิริกุล, ปร.ด., วรณัฐ เอี่ยมปา, วศ.ด., ทิพวิมล มีไชย, ปร.ด., ไชแสง ชูแสงสุนทร, วศ.ด., นภาพงษ์ พงษ์นภาพงค์, ปร.ด.*

Wiwat Owasirikul, Ph.D., Woranut Iampa, D.Eng., Tipvimol Meechai, Ph.D.,

Khaisang Chousangsunton, D.Eng., Napapong Pongnapang, Ph.D.*

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล อ.พุทธมณฑล จ.นครปฐม 73170 ประเทศไทย

Department of Radiological Technology, Faculty of Medical Technology, Mahidol University, Phutthamonthon, Nakhon Pathom 73170, Thailand.

*E-mail: napapong.pon@mahidol.ac.th

Songkla Med J 2017;35(4):343-350

บทคัดย่อ:

วัตถุประสงค์: เพื่อประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวของการถ่ายภาพเอกซเรย์ระบบดิจิทัล โดยใช้ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผล

วัสดุและวิธีการ: ทำการศึกษาความสัมพันธ์เชิงฟังก์ชันระหว่างปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวที่คำนวณโดยใช้หลักการของปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ กับค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผลที่ได้จากการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลอง จำนวน 7 ท่า ได้แก่ กระโหลกศีรษะท่าแอนทีโรโพสทีเรีย (anteroposterior; AP) กระโหลกศีรษะท่าแลทเทอรอล (lateral; Lat) ทรวงอกท่าโพสทีโรแอนทีเรีย (posteroanterior; PA) ช่องท้องท่า AP กระดูกเชิงกรานท่า AP กระดูกสันหลังส่วนเอวท่า AP และกระดูกสันหลังส่วนเอวท่า Lat ผลที่ได้จากการประมาณค่าถูกนำมาวิเคราะห์และเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นที่เกี่ยวข้องโดยใช้สถิติทดสอบการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว

ผลการศึกษา: พบความสัมพันธ์ระดับสูงระหว่างค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวที่คำนวณและค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผลด้วยสมการทางคณิตศาสตร์อย่างง่ายคือ $ESD=0.0017 \cdot DAP+0.1546$ (สัมประสิทธิ์การตัดสินใจเท่ากับ 0.88) ค่าประมาณ

รับต้นฉบับวันที่ 29 พฤษภาคม 2560 รับลงตีพิมพ์วันที่ 17 ตุลาคม 2560

ของปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังจากการถ่ายภาพเอกซเรย์เมื่อใช้โหมดควบคุมปริมาณรังสีแบบอัตโนมัติ โดยใช้วิธีในการศึกษานี้ วิธีของ McParland และวิธีของ Kisilewicz และคณะ มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.07, 1.13 และ 0.89 ในขณะที่เมื่อไม่ใช้โหมด เท่ากับ 3.25, 3.45 และ 2.60 ตามลำดับ พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างวิธีในการศึกษานี้กับอีกสองวิธี (ค่า p -value>0.010)

สรุป: ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัล สามารถนำมาใช้ประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวได้

คำสำคัญ: เครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัล, ปริมาณรังสีผ่านเข้าผิว, ผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่

Abstract:

Objective: To estimate entrance skin dose (ESD) of digital radiography (DR) examination using displayed dose area product (DAP)

Material and Method: The functional relation between calculated ESD using x-ray tube output principle and displayed DAP were investigated. The displayed DAP was obtained from whole body phantom which underwent seven projections: skull anteroposterior (AP), skull lateral (Lat), chest posteroanterior (PA), abdomen AP, pelvis AP, lumbar spine AP and lumbar spine Lat. The estimating results were analyzed and compared with two other methods using one-way analysis of variance.

Results: The high relation between the ESD calculated and the displayed DAP were founded with simple equation: $ESD=0.0017 \cdot DAP+0.1546$ ($R^2=0.88$) The mean ESD estimated performed by DR examination with automatic exposure control (AEC) mode using our method, Mcparland method and Kisilewicz method were 1.07, 1.13 and 0.89 whereas without AEC mode were 3.25, 3.45 and 2.60 respectively. There was provided no statistically significant difference between our approach and two other methods (p -value>0.010).

Conclusion: The displayed DAP can be used to estimate the ESD.

Keywords: digital radiography, dose area product, entrance skin dose

บทนำ

ปริมาณรังสีผ่านเข้าผิว (entrance skin dose) คือ ปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนึ่งผู้ป่วยที่ถูกดูดกลืนไว้จากการถ่ายภาพเอกซเรย์ด้วยเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัล (digital radiography) หรือเครื่องฟลูออโรสโคปีในทางรังสีร่วมรักษา ซึ่งเป็นตัวชี้วัดเชิงปริมาณที่สำคัญสำหรับการประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับทางคณะกรรมการการระหว่างประเทศด้านการป้องกันรังสี (international commission on radiological protection)¹ และทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (international

atomic energy agency)² ได้แนะนำให้ปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวเป็นตัวชี้วัดที่ใช้สำหรับเฝ้าระวังติดตามไม่ให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเกินระดับรังสีอ้างอิง (dose reference level) เพื่อหวังว่านักรังสีเทคนิคจะตระหนักในการกำหนดเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสม การประเมินปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวสามารถวัดโดยตรงด้วยการวางตัวจิบรังสีชนิดเทอร์โมลูมิเนสเซนต์ (thermo-luminescent dosimeter) บนผิวผู้ป่วยขณะทำการถ่ายภาพเอกซเรย์ แต่วิธีนี้เกิดความยุ่งยากในทางเวชปฏิบัติ ที่มวิจัยของ Davies³ จึงได้นำเสนอวิธีการประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้า

ผิวหนังด้วยการทางคณิตศาสตร์ ซึ่งถูกนำมาใช้ในการประเมินอย่างแพร่หลายในงานรังสีวินิจฉัย⁴⁻⁷

เพื่อให้การเฝ้าระวังติดตามปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น ในปัจจุบันเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลและเครื่องฟลูออโรสโคปีในทางรังสีร่วมรักษา ได้มีการติดตั้งเครื่องวัดผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ (dose area product meter) ซึ่งเป็นเครื่องวัดผลคูณระหว่างปริมาณรังสีดูดกลืนในอากาศกับพื้นที่ลำรังสีตัดขวางบนเครื่อง ทำให้สามารถแสดงค่าบนหน้าจอแสดงผลได้ทันทีภายหลังทำการถ่ายภาพเอกซเรย์ และเริ่มมีการศึกษาเพื่อให้เป็นตัวชี้วัดเชิงปริมาณเพิ่มเติม^{8,9} อย่างไรก็ตาม ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ไม่สามารถนำมาใช้ประเมินปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังได้ทันที ทำให้มีการศึกษาหาวิธีประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังจากค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ ที่มวิจัยของ McParland¹⁰ และที่มวิจัยของ Kisielewicz และคณะ¹¹ ได้นำเสนอสมการทางคณิตศาสตร์ที่ต้องทราบความหนาส่วนที่ถ่ายของผู้ป่วย ซึ่งในทางเวชปฏิบัติมีโอกาสเป็นไปได้น้อยที่จะวัดความหนาของส่วนที่ถ่ายในขณะที่ทำการจัดทำถ่ายภาพเอกซเรย์ ดังนั้น การศึกษาครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังจากสมการทางคณิตศาสตร์ที่ได้มาจากผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัล โดยไม่ต้องวัดความหนาผู้ป่วย

วัสดุและวิธีการ

การศึกษานี้ทำการประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนัง จากค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลรุ่น Digital Diagnost (บริษัท Philips ประเทศเนเธอร์แลนด์) โดยหลอดเอกซเรย์มีความหนาตัวกรองรังสีถาวร (permanent filtration) เท่ากับ 2.5 มิลลิเมตรอลูมิเนียม ทำการเก็บรวบรวมค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ทั้งหมดที่ได้จากการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองรุ่น PBU-60 (บริษัท KYOTO, KAGAKU ประเทศญี่ปุ่น) ในส่วนแกนกลางลำตัว 5 ส่วน ประกอบด้วย การจัดทำทั้งหมด 7 ท่า ได้แก่ กะโหลกศีรษะในท่าแอนทีโรโพสทีเรีย (anteroposterior; AP) กะโหลกศีรษะในท่าแลทเทอรอล (lateral; Lat) ทรวงอกในท่าโพสทีโรแอนทีเรีย (posteroanterior; PA) ช่องท้องในท่า AP อุ้งเชิงกรานในท่า AP กระดูกสันหลังส่วนเอวในท่า AP และกระดูกสันหลังส่วนเอว

ท่า Lat โดยในแต่ละท่ากำหนดเทคนิคการตั้งค่าปริมาณรังสี เมื่อใช้โหมดและไม่ใช่โหมดควบคุมปริมาณรังสีอัตโนมัติ (automatic exposure control; AEC) ที่แตกต่างกัน ทำการถ่ายภาพเอกซเรย์จำนวน 5 ครั้งในแต่ละท่า เพื่อหาค่าเฉลี่ย

การประเมินปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังด้วยวิธีคำนวณจากสมการทางคณิตศาสตร์ในการศึกษานี้คำนวณจากค่าปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ (x-ray tube output) ผลคูณกระแสหลอดกับเวลา ระยะโฟคอลสปอตถึงผิว และปัจจัยจากรังสีกระเจิงย้อนกลับ (back scatter factor)¹² ดังแสดงในสมการที่ (1) การวัดค่าปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ในสมการเป็นปริมาณรังสีดูดกลืนในอากาศ โดยทำการวัดห่างจากโฟคอลสปอตเป็นระยะทาง 60 เซนติเมตร พร้อมเปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร ในการศึกษาครั้งนี้วัดปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดโซลิดสเตต (solid-state detector) รุ่น RaySafe Solo (บริษัท Unfors RaySafe AB, ประเทศสวีเดน) ซึ่งผ่านการสอบเทียบจากกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์แล้ว ด้วยการตั้งค่าความต่างศักย์หลอดสูงสุดในช่วง 50-133 กิโลโวลต์ และกำหนดค่าผลคูณกระแสหลอดกับเวลาเท่ากับ 10 มิลลิแอมแปร์วินาที

$$ESD = K_a \cdot It \cdot \left(\frac{60}{FSD} \right)^2 \cdot BSF \quad (1)$$

เมื่อ ESD คือ ปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนัง ในหน่วยมิลลิเกรย์ K_a คือ ปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ในหน่วยมิลลิเกรย์ต่อมิลลิแอมแปร์วินาที It คือ ผลคูณกระแสหลอดกับเวลาในหน่วยมิลลิแอมแปร์วินาที FSD คือ ระยะโฟคอลสปอตถึงผิวหุ่นจำลองในหน่วยเซนติเมตร และ BSF คือ ปัจจัยจากรังสีกระเจิงย้อนกลับ ซึ่งในการศึกษานี้ใช้ค่าจากการคำนวณด้วยวิธีของ Brady และคณะ¹³

ทำการทดสอบค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัล เพื่อให้แสดงสอดคล้องกับทฤษฎีที่ว่า ผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่จะมีค่าคงที่ไม่ว่าจะอยู่ระยะใด ๆ จากโฟคอลสปอตก็ตาม¹⁴ โดยการวัดปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ที่ระยะห่างจากโฟคอลสปอตเท่ากับ 60, 100 และ 180 เซนติเมตร ตามลำดับ และเปิดพื้นที่ลำรังสีเท่ากับ 10x10, 20x20, 25x25 ตารางเซนติเมตร

ตามลำดับ นอกจากนี้ยังได้ปรับเปลี่ยนขนาดพื้นที่ลำรังสีตามโปรโตคอล (protocol) ของการถ่ายภาพเอกซเรย์ทำประจำในแต่ละท่า เช่น สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ช่องท้องท่า AP ใช้พื้นที่ลำรังสีขนาด 35x43 ตารางเซนติเมตร เป็นต้น ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (2)

$$DAP = K_a \cdot It \cdot A_{FID} \cdot \left(\frac{60}{FID}\right)^2 \quad (2)$$

เมื่อ DAP คือ ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ในหน่วยมิลลิเกรย์ตารางเซนติเมตร A_{FID} คือ พื้นที่ลำรังสีตัดขวางที่ตำแหน่งเครื่องวัดรังสีในหน่วยตารางเซนติเมตร และ FID คือ ระยะโฟคอลสปอตถึงเครื่องวัดรังสี (focal spot-to-image receptor distance) ในหน่วยเซนติเมตร

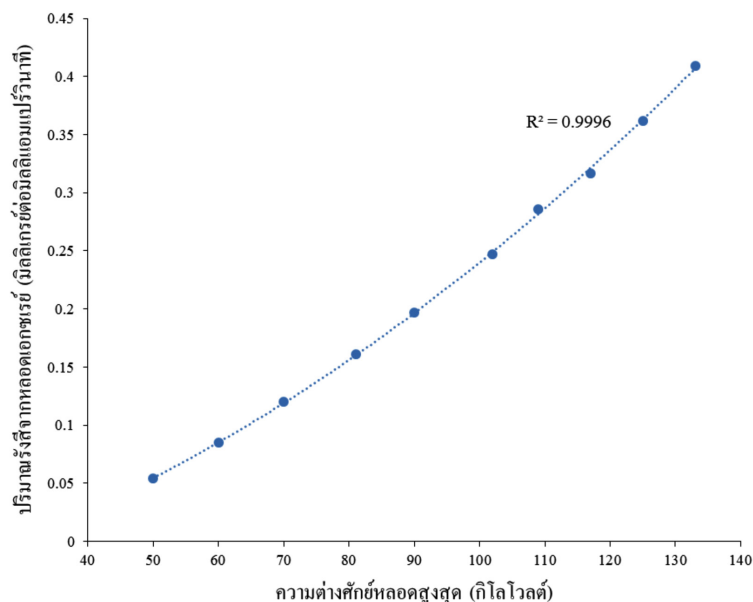
นอกจากนี้ได้ทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าประมาณปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังด้วยวิธีในการศึกษานี้กับวิธีของ McParland¹⁰ และวิธีของ Kisielewicz และคณะ¹¹ โดยใช้สถิติทดสอบแบบการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way analysis of variance; ANOVA) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.010 ด้วย

ผลการศึกษา

รูปที่ 1 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ในหน่วยมิลลิเกรย์ต่อมิลลิแอมแปร์วินาทีที่วัดได้จากการตั้งค่าความต่างศักย์หลอดสูงสุดตั้งแต่ 50-133 กิโลโวลต์ และค่าผลคูณกระแสหลอดกับเวลาที่ 10 มิลลิแอมแปร์วินาที ที่ระยะโฟคอลสปอตถึงเครื่องวัดรังสีเท่ากับ 60 เซนติเมตร และเปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร พบว่ามีความสัมพันธ์กันในระดับที่สูงมาก ($R^2=0.99$) และสามารถอธิบายได้ด้วยสมการที่ (3)

$$K_a = 0.00002 \cdot kVp^2 + 0.00130 \cdot kVp - 0.04990 \quad (3)$$

เทคนิคต่างๆ ที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองจำนวน 7 ท่า ประกอบด้วย พื้นที่ลำรังสี ความหนาส่วนที่ถ่ายของหุ่นจำลอง ระยะโฟคอลสปอตถึงตัวรับภาพ ระยะโฟคอลสปอตถึงผิวหนังจำลอง ความต่างศักย์หลอดสูงสุด ผลคูณกระแสหลอดกับเวลาเมื่อใช้โหมด AEC และไม่ใช้โหมด AEC และปัจจัยจากรังสีกระเจิงย้อนกลับ (ตารางที่ 1)



รูปที่ 1 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์หลอดสูงสุดกับปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์

ตารางที่ 1 เทคนิคการให้ปริมาณรังสีสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลอง

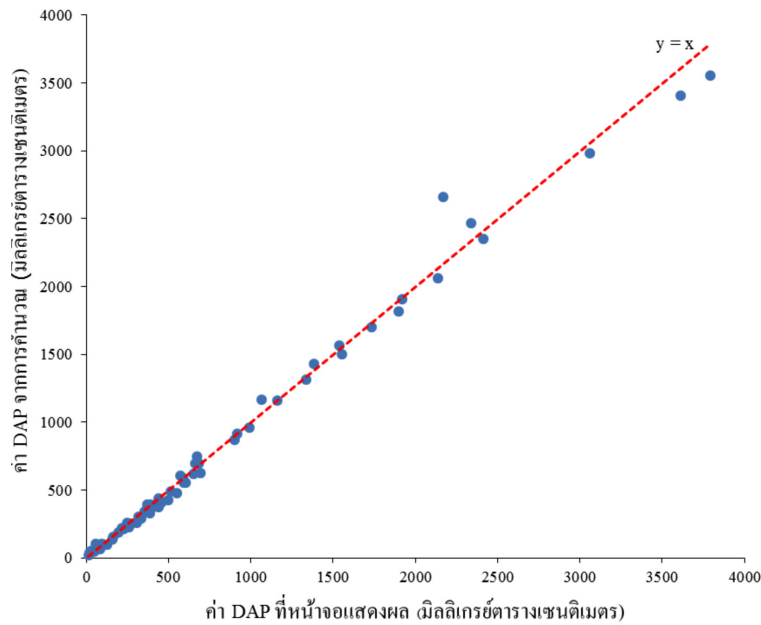
เทคนิค	การถ่ายภาพเอกซเรย์						
	กะโหลกศีรษะ		ทรวงอก	ช่องท้อง	อุ้งเชิงกราน	กระดูกสันหลังส่วนเอว	
	AP	Lat	PA	AP	AP	AP	Lat
พื้นที่ลำรังสี (ตารางเซนติเมตร)	24x30	24x30	43x43	35x43	43x35	24x43	24x43
ความหนาส่วนที่ถ่าย (เซนติเมตร)	18.00	15.50	20.00	20.00	20.00	20.00	25.00
ระยะโฟคอลสปอตถึงตัวรับภาพ (เซนติเมตร)	100.00	100.00	180.00	100.00	100.00	100.00	100.00
ระยะโฟคอลสปอตถึงผิวหุ่นจำลอง (เซนติเมตร)	82.00	84.50	160.00	80.00	80.00	80.00	75.00
ใช้โหมด AEC							
kVp	77.00	73.00	125.00	85.00	80.00	77.00	90.00
mAs	16.00	10.00	1.40	4.00	5.00	9.00	9.10
ไม่ใช้โหมด AEC							
kVp	77.00	73.00	125.00	85.00	80.00	77.00	90.00
mAs	16.00	10.00	5.00	32.00	25.00	25.00	40.00
BSF	1.26	1.26	1.36	1.37	1.36	1.35	1.38

AEC=automatic exposure control (ควบคุมปริมาณรังสีแบบอัตโนมัติ) kVp=kilovoltage peak (ความต่างศักย์หลอดสูงที่สุดในหน่วยกิโลโวลต์) mAs=milliamperes-second (ผลคูณกระแสหลอดกับเวลาในหน่วยมิลลิแอมแปร์วินาที) BSF=back scatter factor (ปัจจัยจากรังสีกระเจิงย้อนกลับ) AP=anteroposterior (แอนทีโรโพสทีเรีย) Lat=lateral (แลทเทอร์อล) PA=posteroanterior (โพสทีโรแอนทีเรีย)

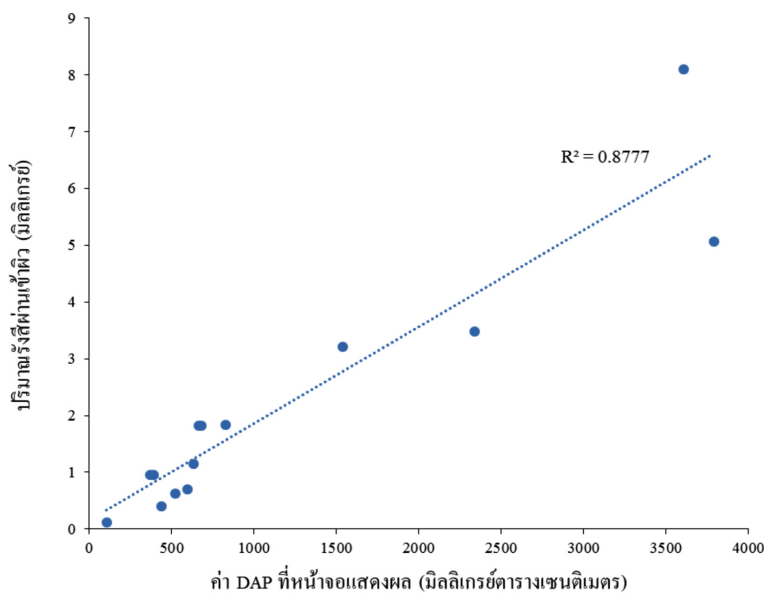
รูปที่ 2 แสดงกราฟความสัมพันธ์ของค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ระหว่างค่าที่ปรากฏบนหน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลกับค่าที่คำนวณได้จากสมการที่ (2) พบว่าค่าส่วนใหญ่อยู่ยู่บริเวณเส้นตรง $y=x$ แสดงว่าค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ของทั้งสองวิธีมีค่าใกล้เคียงกันมาก จึงสามารถนำค่าที่ปรากฏบนหน้าจอแสดงผลไปใช้ในการหาความสัมพันธ์เชิงฟังก์ชันกับค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวที่คำนวณได้จากสมการที่ (1) โดยสามารถใช้ค่า K_x จากสมการที่ (3) ได้โดยไม่ต้องใช้ค่าแก้ปัจจัย (conversion factor) สำหรับกราฟความสัมพันธ์ที่แสดงในรูปที่ 3 พบว่ามีความสัมพันธ์กันในระดับที่สูง ($R^2=0.88$) และสามารถอธิบายได้ด้วยสมการที่ (4)

$$ESD = 0.0017 \cdot DAP + 0.1546 \quad (4)$$

ตารางที่ 2 แสดงการเปรียบเทียบการประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวจากการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองจำนวน 7 ท่า ท่าละ 5 ครั้ง เมื่อใช้โหมด AEC และไม่ใช้โหมด AEC ด้วยวิธีในการศึกษานี้ โดยใช้สมการที่ (4) วิธีของ McParland¹⁰ และวิธีของ Kisielewicz และคณะ¹¹ พบว่าค่าที่ประมาณได้ทั้งสามวิธีมีการกระจายแบบปกติ และไม่มีความแปรปรวนของข้อมูล ค่าเฉลี่ยของการประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวเมื่อใช้โหมด AEC เท่ากับ 1.07, 1.13 และ 0.89 ตามลำดับ และเมื่อไม่ใช้โหมด AEC เท่ากับ 3.25, 3.45 และ 2.60 ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยทั้งหมดจากสามวิธีถูกนำมาเปรียบเทียบกันโดยใช้สถิติทดสอบ ANOVA ผลที่ได้คือ การประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวด้วยวิธีในการศึกษานี้ไม่มีความแตกต่างกับวิธีของ McParland¹⁰ และวิธีของ Kisielewicz และคณะ¹¹ อย่างมีนัยสำคัญ ($p\text{-value}>0.010$)



รูปที่ 2 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ (dose area product; DAP) ที่หน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลกับค่า DAP ที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการที่ (2)



รูปที่ 3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ (dose area product; DAP) ของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลกับค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการที่ (1)

ตารางที่ 2 การประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังจากการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองด้วยวิธีในการศึกษานี้ โดยใช้สมการที่ (4) วิธีของ McParland และวิธีของ Kisielewicz และคณะ เมื่อใช้โหมด AEC และไม่ใช้โหมด AEC

การถ่ายภาพเอกซเรย์	โหมด							
	เมื่อใช้โหมด AEC				เมื่อไม่ใช้โหมด AEC			
	DAP	ก*	ข*	ค*	DAP	ก*	ข*	ค*
กะโหลกศีรษะท่า AP	681.90	1.31	1.83	1.54	663.40	1.28	1.78	1.50
กะโหลกศีรษะท่า Lat	389.80	0.82	0.98	0.88	370.20	0.78	0.93	0.83
ทรวงอกท่า PA	104.90	0.33	0.10	0.10	437.30	0.90	0.42	0.39
ช่องท้องท่า AP	521.40	1.04	0.76	0.58	3792.00	6.60	5.55	4.16
อุ้งเชิงกรานท่า AP	594.80	1.17	0.86	0.66	2339.80	4.13	3.39	2.57
กระดูกสันหลังส่วนเอวท่า AP	635.00	1.23	1.33	1.02	1537.90	2.77	3.23	2.47
กระดูกสันหลังส่วนเอวท่า Lat	830.00	1.57	2.03	1.46	3609.10	6.29	8.85	6.30
ค่าเฉลี่ย		1.07	1.13	0.89		3.25	3.45	2.60
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน		0.40	0.66	0.51		2.48	2.94	2.06
P-value ที่ระดับนัยสำคัญ 0.010			0.697				0.808	

*ก=วิธีในการศึกษานี้ โดยใช้สมการที่ (4) ข=วิธีของ McParland ค=วิธีของ Kisielewicz และคณะ

AEC=automatic exposure control (ควบคุมปริมาณรังสีอัตโนมัติ) DAP=dose area product (ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่) AP=anteroposterior (แอนทีโรโพสทีเรีย) Lat=lateral (แลทเทอรอล) PA=posteroanterior (โพสทีโรแอนทีเรีย)

วิจารณ์

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้ต้องการพัฒนาวิธีการในการประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวด้วยสมการทางคณิตศาสตร์อย่างง่าย สามารถนำค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่ปรากฏบนหน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลภายหลังการถ่ายภาพเอกซเรย์มาใช้ในการประมาณค่าได้ทันที อย่างไรก็ตามควรตรวจสอบค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ระหว่างค่าที่แสดงบนหน้าจอแสดงผลกับค่าที่คำนวณจากผลคูณปริมาณรังสีคูณพื้นที่ในอากาศกับพื้นที่ลำรังสีตัดขวาง ณ ตำแหน่งนั้นๆ โดยสังเกตจากลักษณะการกระจายตัวของข้อมูลว่าไม่มีการเบี่ยงเบนไปจากเส้นตรง แต่ถ้าข้อมูลมีการกระจายตัวที่เบี่ยงเบนไป ควรศึกษาหาค่าแก้ปัญหเพื่อให้มั่นใจว่าค่าที่แสดงบนหน้าจอจะสามารถนำมาใช้ได้

ปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์สามารถอธิบายได้ด้วยความสัมพันธ์เชิงฟังก์ชันพหุนามดีกรีสอง (quadratic function)

ของความต่างศักย์หลอดสูงสุด ซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (coefficient of determination; R^2) สูงมาก จึงสามารถนำสมการความสัมพันธ์ดังกล่าวมาใช้ในการประมาณค่าปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ได้ด้วยความถูกต้องถึงร้อยละ 99.96 อย่างไรก็ตามปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ของแต่ละเครื่องจะไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับความหนาของตัวกรองรังสีถาวร และชนิดของตัวกรองรังสี¹⁵ ดังนั้น จึงควรศึกษาหาความสัมพันธ์เชิงฟังก์ชันที่เฉพาะเจาะจงในแต่ละเครื่องก่อนที่จะทำการประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิว

การเปรียบเทียบปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวจากการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองจำนวน 7 ท่า เมื่อใช้โหมด AEC และไม่ใช้โหมด AEC ด้วยวิธีในการศึกษานี้ โดยใช้สมการที่ (4) วิธีของ McParland¹⁰ และวิธีของ Kisielewicz และคณะ¹¹ ด้วยสถิติทดสอบแบบการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว จะเห็นว่าวิธีในการศึกษานี้สามารถประมาณค่าได้ผลที่

ไม่แตกต่างจากทั้งสองวิธีอย่างมีนัยสำคัญ ($p\text{-value} > 0.010$) อย่างไรก็ตาม ความสัมพันธ์เชิงฟังก์ชันอย่างง่ายที่ได้จากการศึกษานี้ อาจจะไม่สามารถใช้ได้กับเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลทุกเครื่อง จะต้องทำการศึกษาต่อไปโดยปรับเปลี่ยนความหนาและชนิดของตัวกรองรังสีถาวรของหลอดเอกซเรย์ อีกทั้งอาจจะต้องทำการศึกษาต่อไปกับผู้ป่วยที่มีขนาดและความหนาที่แตกต่างกัน

สรุป

ค่าผลคูณปริมาณรังสีกับพื้นที่ที่หน้าจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลภายหลังทำการถ่ายภาพเอกซเรย์ สามารถนำมาใช้ประมาณค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิวหนังด้วยการโดยไม่ต้องวัดความหนาส่วนที่ถ่าย ซึ่งได้ผลการประมาณค่าที่ไม่แตกต่างจากวิธีของงานวิจัยอื่น ๆ ที่เปรียบเทียบในการศึกษาครั้งนี้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ สาขารังสีวินิจฉัย ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ที่เอื้อเพื่อเครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับการเก็บข้อมูลในการศึกษาครั้งนี้ และขอขอบคุณ ดร.ธรรมรัตน์ กลีบเมฆ ที่ให้คำปรึกษาการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

เอกสารอ้างอิง

1. International Commission on Radiological Protection-103. Recommendations of the international commission on radiological protection. Annals of ICRP. Oxford: Pergamon Press; 2007.
2. International Atomic Energy Agency-457. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical reports series. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2007.
3. Davies M, McCallum H, White G, Brown J, Helm M. Patient dose audit in diagnostic radiology using custom designed software. Radiography 1997; 3: 17 – 25.
4. Taha MT, Al-Ghorabie FH, Kutbi RA, Saib WK. Assessment of entrance skin doses for patients undergoing diagnostic x-ray examinations in King Abdullah Medical City, Makkah, KSA. J Radiat Res Appl Sci 2015; 100 – 3.
5. Wanai A, Kongkaew P. Entrance surface dose level of common diagnostic x-ray examinations at Songklanagarind Hospital. Songkla Med J 2011; 29: 57 – 64.
6. Ofori K, Gordon SW, Akrobortu E, Ampene AA, Darko EO. Estimation of adult doses for selected x-ray diagnostic examinations. J Radiat Res Appl Sci 2014; 459 – 62.
7. Olgar T, Sahmaran T. Establishment of radiation doses for pediatric x-ray examinations in a large pediatric hospital in Turkey. Radiat Prot Dosimetry 2017; 176: 302–8.
8. Bahreyni Toosi MT, Nazery M, Zare H. Application of dose area product compared with three other dosimetric quantities used to estimate patient effective dose in diagnostic radiology. Iran J Radiat Res 2006; 4: 21 – 7.
9. Jibiri NN, Olowookere CJ. Evaluation of dose–area product of common radiographic examinations towards establishing a preliminary diagnostic reference levels (PDRs) in south-western Nigeria. J Appl Clin Med Phys 2016; 17: 392 – 404.
10. McParland BJ. Entrance skin dose estimates derived from dose–area product measurements in interventional radiological procedures. Br J Radiol 1998; 71: 1288 – 95.
11. Kisielewicz K, Truskiewicz A, Wach S, Wasilewska-Radwanska M. Evaluation of dose area product vs. patient dose in diagnostic x-ray units. Phys Med 2011; 27: 117–20.
12. Benmakhlof H, Bouchard H, Fransson A, Andreo P. Back-scatter factors and mass energy–absorption coefficient ratios for diagnostics radiology dosimetry. Phys Med Biol 2011; 56: 7179 – 204.
13. Brady SL, Kaufman RA. Estimating pediatric entrance skin dose from digital radiography examination using DICOM meta-data: a quality assurance tool. Med Phys 2015; 42: 2489 – 97.
14. Lanca L, Silva A. Assessment of patient dose in digital systems. In: Lanca L, Silva A, editors. Digital imaging systems for plain radiography. New York: Springer Science & Business Media; 2013: p.49 – 62.
15. Nickoloff EL, Berman HL. Factors affecting x-ray spectra. Radiographics 1993; 13: 1337 – 48.